基于静息态 fMRI 的催眠控制呼吸研究

刘燕君[1]　李荣茂[1]　臧珊珊[1,2]　陈思宇[1]　谢耀钦[1]

[1](中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

[2](深圳大学 深圳 518055)

摘　要　催眠是一种被证明有效的、无害的心理学上的呼吸控制方法。文章通过对 13 位有催眠背景的心理咨询师被试进行催眠控制呼吸实验，由催眠师引导被试进行催眠，运用静息态功能磁共振的方法来研究催眠控制呼吸状态下脑功能的异常。结果显示：在催眠状态下，脑活动在视觉皮层（枕叶）、感觉运动皮层（中央前回、中央后回、布洛德曼 4、6 区）、后扣带回以及颞中回上升；在背外侧前额皮层、小脑后叶以及缘上回下降，并且在全脑大规模静息态功能网络范围内相关关系增强（正常态 r=0.64，催眠态 r=0.80）。此外，催眠状态下视觉皮层与运动皮层之间的功能连接增强。研究结果表明，视觉皮层和运动皮层在催眠控制呼吸的神经机制中发挥了重要的作用，其神经机制也可能与认知处理和感知处理密切相关。本研究结合了心理学以及脑科学进行了研究，为催眠的研究提供了一个认知脑科学的研究新视觉。

关键词　功能磁共振成像；催眠；呼吸控制；低频振幅；局部一致性；功能连接

中图分类号　TG 156　**文献标志码**　A

A Resting-State Functional MRI Study of Hypnosis for Respiration Motion Control

LIU Yanjun[1]　LI Rongmao[1]　ZANG Shanshan[1,2]　XIE Yaoqin[1]

[1](*Shenzhen Institutes of Advanced Technology*, *Chinese Academy of Sciences*, *Shenzhen* 518055, *China*)

[2](*Shenzhen University*, *Shenzhen* 518055, *China*)

Abstract　Hypnosis is an effective psychological technology in respiratory motion control. In this study, functional magnetic imaging was applied to an intra-subject (n=13) design hypnosis experiment guided by hypnotists to analyze the respiratory motion control and neural activity in hypnosis. As a result, increased brain activities were observed in visual cortex, sensorimotor cortex, posterior cingulate cortex and middle temporal gyrus, and decreased in dorsolateral prefrontal cortex, cerebellum posterior lobe and supramarginal gyrus. Moreover, compared with normal state, enhanced correlation of brain activities (normal state, r=0.64; hypnosis state, r=0.80) was observed within large-scale resting-state networks. Increased connectivity between sensorimotor cortex and visual cortex in hypnosis was also observed, which implies their critical roles in neural mechanisms of hypnosis for respiration control and involvement of cognitive and perceptual processing therein. This study provides new insights for hypnosis study in psychology and cognitive neuroscience.

Keywords　functional magnetic resonance imaging (fMRI); hypnosis; respiratory motion control; amplitude of low frequency fluctuation; regional homogeneity; functional connectivity

1 引 言

近年来，工业化的快速发展除了带来了经济的飞速发展，还伴随着空气质量的不断下降以及对自然环境的破坏，导致癌症患病率和发病率不断增加，严重威胁着人类的正常生活，因此对癌症肿瘤的治疗则成为了医学界的一个关键课题以及亟需解决的严重问题。治疗癌症肿瘤的常用手段是放射性治疗，放射性治疗几乎可以应用于人体

收稿日期：2016-10-03　**修回日期**：2016-11-21

基金项目：广东省创新研究团队项目（2011S013）；国家重点研发计划（2016YFC0105102）；深圳市技术攻关项目（JSGG20160229203812944）

作者简介：刘燕君，硕士，研究方向为功能磁共振成像处理与分析、脑功能；李荣茂，助理研究员，研究方向为催眠呼吸控制、脑功能；臧珊珊，硕士，研究方向为教育技术、心理学、虚拟现实引导催眠控制呼吸；陈思宇，硕士，研究助理，研究方向为三维成像技术；谢耀钦（通讯作者），研究员，研究方向为图像引导放射治疗、医学影像处理和分析、医学物理，E-mail：yq.xie@siat.ac.cn。

所有部位的肿瘤。由于肿瘤的可扩展性以及严重的破坏性，在放疗中需要精准地掌握放疗的靶区，于是出现了比传统的放射性治疗更加精确的精准放疗。由于放疗过程中，人不断地呼吸导致肿瘤随着呼吸胸腹部的运动而运动，所以癌症患者在进行放疗特别是精准放疗中需要进行呼吸控制，特别是肺癌患者。有效且安全的呼吸控制技术能够提高放疗的质量，有利于肿瘤的治疗[1,2]。

目前用于放射性治疗的呼吸控制技术主要有被动加压技术、植入式实时跟踪放射技术、深呼吸后屏气技术、呼吸门控技术以及主动呼吸控制技术，这些技术各有优缺点[3]。与之不同，本文采用一种心理学的方法来进行呼吸控制——催眠，本文的催眠主要包含催眠引导和催眠暗示两个过程。催眠引导的主要目的是让被催眠者集中注意力来为催眠暗示的顺利进行做准备，在催眠暗示过程中，被催眠者跟随着催眠师的引导来使自身达到心境平静和身体放松的状态，从而使得呼吸平稳。催眠是一种无害的、有效的、安全的、稳定人情绪的心理学上的技术，目前国际上运用催眠来进行呼吸控制的研究极少。李荣茂等[4,5]对正常人进行了正常状态和在专业催眠师引导的催眠状态下的呼吸数据的测量和采集，发现被试在催眠状态下呼吸振幅更低，振幅更加稳定，呼吸循环更稳定，该实验结果显示催眠能够有效地稳定呼吸运动，对肺癌放疗起到呼吸控制的作用。

虽然用催眠来进行呼吸控制的研究极少，但对催眠脑机制以及功能性脑成像的研究却很多，大量研究表明催眠状态区别于正常状态具有神经生理上的表现和意义[6-10]。催眠会引起大脑 θ 波和 γ 波活动的增加[11,12]，与催眠相关的大脑脑区主要包含涉及到枕叶皮层、丘脑、扣带回前部、顶下小叶和楔前叶[13]。此外，催眠状态中不同的任务介入会引起不同的神经生理反应。比如，Del Casale 等[14]研究表明在催眠状态下介入疼痛想象会引起前扣带回、前额叶、脑岛、丘脑和纹状体脑区活动的差异；Mendelsohn 等[15]研究表明催眠状态中进行记忆回想与枕叶、颞叶以及前额叶皮层的脑活动有关。尽管研究催眠状态下脑功能的研究较多，但就本人查阅中外文献所知，仍未有催眠控制呼吸状态下的脑功能方面的研究。

本文将通过血氧水平依赖（Blood Oxygenation Level Dependent，BOLD）的功能磁共振成像（Functional Magnetic Resonance Imaging，fMRI）来研究在催眠控制呼吸的过程中脑神经活动差异，BOLD 所采集的信号能够反映神经细胞活动所引起的大脑局部区域的脱氧血红蛋白浓度的改变，从而反映神经细胞的活动。研究[16-19]表明，BOLD-fMRI 低频振荡与自发性神经活动密切相关，自发性的神经活动会引起低频信号振荡，低频信号具有重要的生理意义。1995 年，Biswal 等[20]首次做静息态功能磁共振分析，通过对志愿者进行手指敲击任务的实验，首次发现在静息态下，fMRI 中自发的低频振荡（0.01～0.08 Hz）与左右主要运动皮层高度相同。本文对催眠控制呼吸状态下脑功能变化的研究主要从 BOLD 信号的低频振幅（Amplitude of Low Frequency Fluctuation，ALFF）和信号的局部一致性（Regional Homogeneity，ReHo）来进行分析，这两者都是基于全脑体素水平的计算。其中，ALFF 反映的是体素的 BOLD 低频信号的波动幅度[21]；ReHo 反映体素的 BOLD 信号与其邻近体素 BOLD 信号在时间上的同步程度[22]，这两者均能反映大脑的神经活动。对于存在显著脑活动差异的脑区作为感兴趣区（Region of Interest，ROI）运用到感兴趣区之间（ROI-wise）的功能连接分析中来检测催眠态的功能连接异常。

2 实验与方法

2.1 实验设计

本文主要分析被试在正常状态（正常态）和催眠控制呼吸状态（催眠态）这两种状态下脑功能的异同。正常状态是指大脑处于安静、清醒、放松、不接受任何刺激的、不执行任何任务、不进行任何的思维活动的状态。本文所应用的催眠技术是一种积极引导的方法，主要是专业催眠师通过催眠的方法引导被试保持心情平静、呼吸平稳的状态以进行呼吸的控制。需要特别指出的是，参与本催眠实验的被试是催眠师，无神经类疾病患病史。他们由催眠师根据个人的情况进行催眠引导以使得呼吸平稳。本研究的实验已通过了中国科学院深圳先进技术研究院伦理委员会的批准以及获得了所有被试的实验知情同意书确认签名。

本研究实验采用西门子 3T 的磁共振成像机器进行扫描，共有 13 名（10 女 3 男，23～47 岁）被试参与到本实验中。首先进行的是正常状态下的扫描，被试在正常态下保持 15～20 分钟。接着，催眠师对被试进行情景引导以使得其逐渐进入放松的状态，在志愿者进入放松的状态后进行磁共振扫描，这个过程约持续 30～40 分钟。

2.2 数据获取与初处理

实验采用西门子 3T 磁共振成像设备分别扫描了被试正常态和催眠态大脑的功能像和结构像，扫描参数如下：

大脑功能像的扫描参数：fMRI 扫描序列＝ep2d.bold.rest；重复时间＝2 000 ms；回波时间＝30 ms；层厚＝4 mm；翻转角＝90°；视野＝220 mm×220 mm；矩阵＝64×64。大脑结构像的扫描参数：扫描序列＝t1.flair.tra；重复时间＝2 000 ms；回波时间＝9.2ms；层厚＝4 mm；翻转角＝130°；视野＝230 mm×130 mm；矩阵＝320×182。

对于本文所有的 fMRI 数据处理与计算，均采用在 MATLAB 平台上运行的 RESTplus（http://restfmri.net/forum/RESTplusV1.1）[23]软件进行。为了后续计算和统计分析，本文的 fMRI 数据主要进行了以下的预处理：去除时间点（共 120 个时间点，去除了前 10 个）、时间校正、头动校正（三个方向的平动和三个方向的转动）、用大脑结构像进行分割同时空间标准化（标准化后体素大小为 3 mm×3 mm×3 mm）、去除协变量影响（六个头动参数——x、y、z 三个方向上的平动和转动、白质、脑脊液）、空间平滑（平滑半峰宽度为 4 mm×4 mm×4 mm）、去线性漂移、低频滤波（0.01～0.08 Hz）。

2.3 大脑神经活动分析

对于脑功能的分析，本文主要从低频振幅和局部一致性这两方面来衡量正常态和催眠态之间的脑神经活动的差异。这两个方面都是基于全脑的体素来进行计算的，其中低频振幅反映的是大脑低频信号的能量，局部一致性反应的是信号在时间上的同步性。

低频振幅（ALFF）是臧玉峰教授等[21]于 2007 年在前人的研究基础上提出的，通过计算低频段（0.01～0.08 Hz）的 BOLD 信号功率谱的均方根来利用低频信号的能量来反映不同脑区神经元活动的强弱，从而探索这种神经活动背后所隐藏的生理意义。其具体计算方法主要分为五个步骤：（1）将经过去除线性漂移后的时间序列首先经过 0.01～0.08 Hz 的低通滤波器；（2）接着对经过低通滤波的时间序列进行快速傅里叶变换进而得到功率谱；（3）对功率谱进行开方；（4）计算频段为 0.01～0.08 Hz 的功率谱的均值，这个值就是 ALFF 值；（5）将每个体素的 ALFF 除以全脑所有体素的平均 ALFF 值来得到标准化、可进行比较的 ALFF（mALFF）。本文的 ALFF 计算也进行了除以全脑均值的标准化，并且将标准化的值用做统计分析与比较。

局部一致性（ReHo），也被称为局部同步性，是反映局部范围内信号的同步程度，主要用于衡量区域内部的相似性，由臧玉峰等[22]在 2004 年基于肯德尔和谐系数（Kendall’s Coefficient of Concordance，KCC）提出[24]。KCC 可以衡量一个时间序列的相似性（一致性），介于 0～1，KCC 越高，关联程度就越强。基于 KCC 的 ReHo（KCC-ReHo）计算的是单个体素与其周围的体素的时间序列的相似性。为降低平滑处理对 ReHo 的影响，需要先计算完 ReHo 后再对 ReHo 图像进行平滑。本文把计算体素与其周围的 26 个体素合在一起作为一个小团块来计算这个团块内 BOLD 信号活动的同步性。

2.4 统计分析

低频振幅和局部一致性的计算均进行了除以全脑均值的标准化，并且将标准化的值运用到所有的统计分析与比较中。为了对比两种状态之间的脑活动差异，本文对标准化后的两种状态的 ALFF 图和 ReHo 在灰质模板的范围内做配对样本 t 检验，分别得到 ALFF 和 ReHo 的统计 T 图，对统计结果 T 图进行蒙特卡洛模拟的 AlphaSim 多重比较校正[25]，校正体素水平 $p<0.005$，连接标准为面线连接。经过校正后，T 图中团块体积超过 13 个体素（351 mm^3）的才通过校正检验被显示和报道出来，本文通过 xjviewer[26]软件来进行通过校正和检验的脑区的识别与报道。

此外，为探索催眠态脑活动之间（ALFF、ReHo）在全脑大范围内的变化，本文采用 He 等[27]提出的一套静息态功能网络模板，该模板有 31 个节点坐标，包含了注意网络、默认网络、运动网络、其他（丘脑、小脑、海马）、突显网络以及视觉网络。本文以每个节点坐标为圆点、半径为 6 mm 的小球作为网络模板来探索脑活动（ALFF 和 ReHo）的相关关系。

2.5 感兴趣区之间的功能连接

本文把存在两种状态之间脑神经活动（ALFF、ReHo）差异的脑区定义为感兴趣区域运用到感兴趣区之间的功能连接分析中。Frison 等[28]把功能连接定义为空间上远距离神经事件之间的时间相关性，ROI-wise 功能连接计算的是 ROI 之间的 BOLD 信号时间序列的相关程度，通过皮尔森相关系数来反映。本文分别对两种状态所有被试的功能连接进行平均来反映该状态下功能连接，此外，也进行了两种状态之间在个体水平上的比较，通过配对样本 t 检验（显著水平 $p<0.05$）来统计催眠态的功能连接异常。

3 结果

3.1 两种状态之间的脑活动差异结果

两种状态之间的配对样本 t 检验结果 T 图在灰质模板内体素校正水平为 $p<0.005$ 的 AlphaSim 团块校正结果大于 13 个体素（351 mm^3），即大于 13 个体素的团块才会显示报道出来。两种状态的配对 t 检验结果显示，正常态与催眠态之间共有 6 个团块存在显著的低频振幅（ALFF）差异，在催眠态下的 ALFF 增高的脑区有右侧枕叶（舌回、距状裂、楔前叶）、后扣带回（Posterior Cingulate Cortex，PCC）和右侧颞中回，ALFF 降低的脑区有右侧背外侧前额皮层（Dorsolateral Prefrontal Cortex，DLPFC）和缘上回（表 1、图 1）。

表 1 两种状态之间的 ALFF/ReHo 差异脑区

Table 1 Clusters showing significant ALFF/ReHo difference between hypnosis state and normal state

脑区		BA 分区	团块大小		峰值点 MNI 坐标	峰值（T 值）
			体素(个)	体积（mm^3)	(x, y, z)	
ALFF 差异脑区（6 个团块）：						
右	舌回、距状裂	17	23	621	(3,−90,−3)	5.02
右	颞中回	37	13	351	(45,−60,−3)	4.92
右	距状裂、楔前叶、后扣带回	18/19	39	1 053	(21,−75,15)	4.16
右	缘上回	40	18	486	(60,−27,33)	−4.99
右	背外侧前额皮层	46	13	351	(30,33,24)	−4.75
右	背外侧前额皮层	46	16	432	(39,48,9)	−4.12
ReHo 差异脑区（10 个团块）：						
右	颞上回	22	14	378	(66,−15,6)	6.44
右	中央沟盖(延伸至脑岛)	48	19	513	(45,−12,15)	5.82
左	颞中回	22/21	69	1 863	(−57,−39,3)	5.63
右	中央前回	3/4	26	702	(36,−18,42)	5.23
右	辅助运动区	6/4	21	567	(6,−18,66)	4.75
右	中央后回	43	32	864	(60,−3,30)	4.31
左	背外侧前额皮层	46	55	1 485	(−36,36,27)	−8.15
左	小脑后叶（下半月小叶）	/	14	378	(−9,−57,−54)	−4.35
右	小脑后叶（下半月小叶）	/	25	675	(33,−75,−51)	−4.03
左	小脑后叶（下半月小叶）	/	20	540	(−30,−75,−51)	−3.97

注：BA＝Brodman Area（布洛德曼分区），MNI＝Montreal Neurological Institute。T 值为正常态和催眠态之间的配对 t 检验的统计值，T 值为正表示催眠态高于正常态，T 值为负表示催眠态低于正常态

正常态与催眠态之间共有 10 个团块存在显著局部一致性（ReHo）差异，催眠状下 ReHo 增高的脑区有右侧颞上回、左侧颞中回、右侧感觉运动皮层（中央前回、中央后回、辅助运动区）和右侧中央沟盖延伸至脑岛，ReHo 降低的脑区有左侧 DLPFC 和双侧小脑后叶（下半月小叶）（表 1、图 1）。

两种状态之间的 ALFF 和 ReHo 差异脑区显示出一定程度的差异，但催眠状态下均在颞中回上升，在 DLPFC 下降。

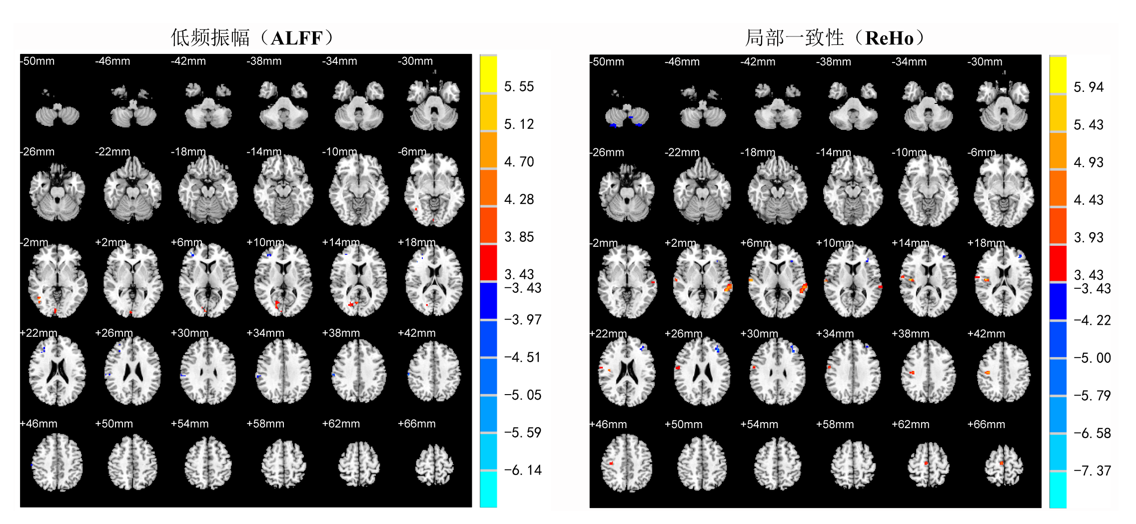


图 1 正常态和催眠态的 ALFF/ReHo 配对 t 检验结果 T 图（灰质模板，体素校正水平 $p<0.005$，$T>3.43$，AlphaSim 团块校正后团块大小大于 13（351 mm^3）体素；红色表示催眠态的 ALFF/ReHo 显著高于正常态的，蓝色表示催眠态的 ALFF/ReHo 显著低于正常态的）

Fig. 1 The T-maps of paired t test of ALFF/ReHo between normal state and hypnosis state. (Within gray matter mask, statistical level of $p<0.005$ and $T>3.43$, AlphaSim correction with cluster size$>$13 voxels (351 mm^3). The red indicates higher ALFF/ReHo in hypnosis state, and blue indicates lower in hypnosis state)

3.2 脑活动之间的相关分析

ALFF 和 ReHo 在全脑各大功能网络的相关关系如图 2 所示，正常态 ALFF 和 ReHo 之间的相关系数为 $r=0.64$（$p<10^{-4}$），催眠态为 $r=0.80$（$p<10^{-7}$），在催眠态 ALFF 和 ReHo 之间的相关关系显著增强。

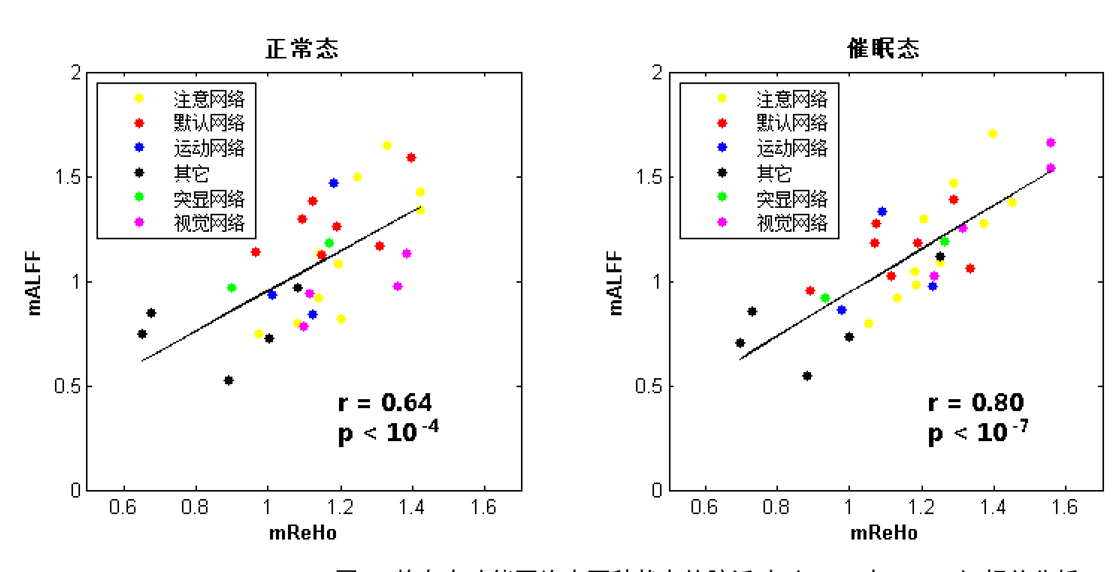


图 2 静息态功能网络内两种状态的脑活动（ALFF 与 ReHo）相关分析

Fig. 2 Correlative analysis of ALFF and ReHo within large-scale resting-state networks of two state

3.3 感兴趣区之间的功能连接结果

根据两种状态间的脑活动差异结果，本文把中央前后回、辅助运动区、视觉皮层（舌回、距状裂）、颞中回、左侧 DLPFC、右侧 DLPFC、缘上回和小脑后叶共八个 ROI（分别记为 R1、R2、…、R8）运用到 ROI-wise 功能连接中，结果如表 2、图 3(a)、图 3(b)所示。其中，存在显著的状态间功能连接变化的 ROI 有三组，如图 3(c)：在催眠态下，

感觉运动皮层（中央前回、中央后回）与视觉皮层的功能连接增强，感觉运动皮层内（中央前后回与辅助运动区）的功能连接增强，视觉皮层与小脑后叶的功能连接减弱。

表 2 两种状态的 ROI-wise 功能连接系数矩阵

Table 2 ROI-wise functional connectivity coefficients matrix of normal state and hypnosis state

	R1 中央前后回	R2 辅助运动区	R3 视觉皮层	R4 颞中回	R5 左背外侧前额皮层	R6 右背外侧前额皮层	R7 缘上回	R8 小脑后叶
R1	1, 1							
R2	**0.46, 0.68**	1, 1						
R3	**0.46, 0.71**	0.48, 0.64	1, 1					
R4	0.42, 0.38	0.43, 0.34	0.51, 0.47	1, 1				
R5	0.33, 0.38	0.38, 0.36	0.39, 0.39	0.37, 0.30	1, 1			
R6	0.39, 0.37	0.35, 0.32	0.43, 0.37	0.39, 0.37	0.78, 0.76	1, 1		
R7	0.37, 0.36	0.23, 0.32	0.29, 0.29	0.31, 0.37	0.57, 0.57	0.66, 0.59	1, 1	
R8	0.31, 0.20	0.41, 0.31	**0.59, 0.32**	0.46, 0.35	0.54, 0.47	0.57, 0.44	0.30, 0.29	1, 1

注：每个单元格的两个数值分别为正常态、催眠态，加粗的为两种状态间的功能连接存在显著差异

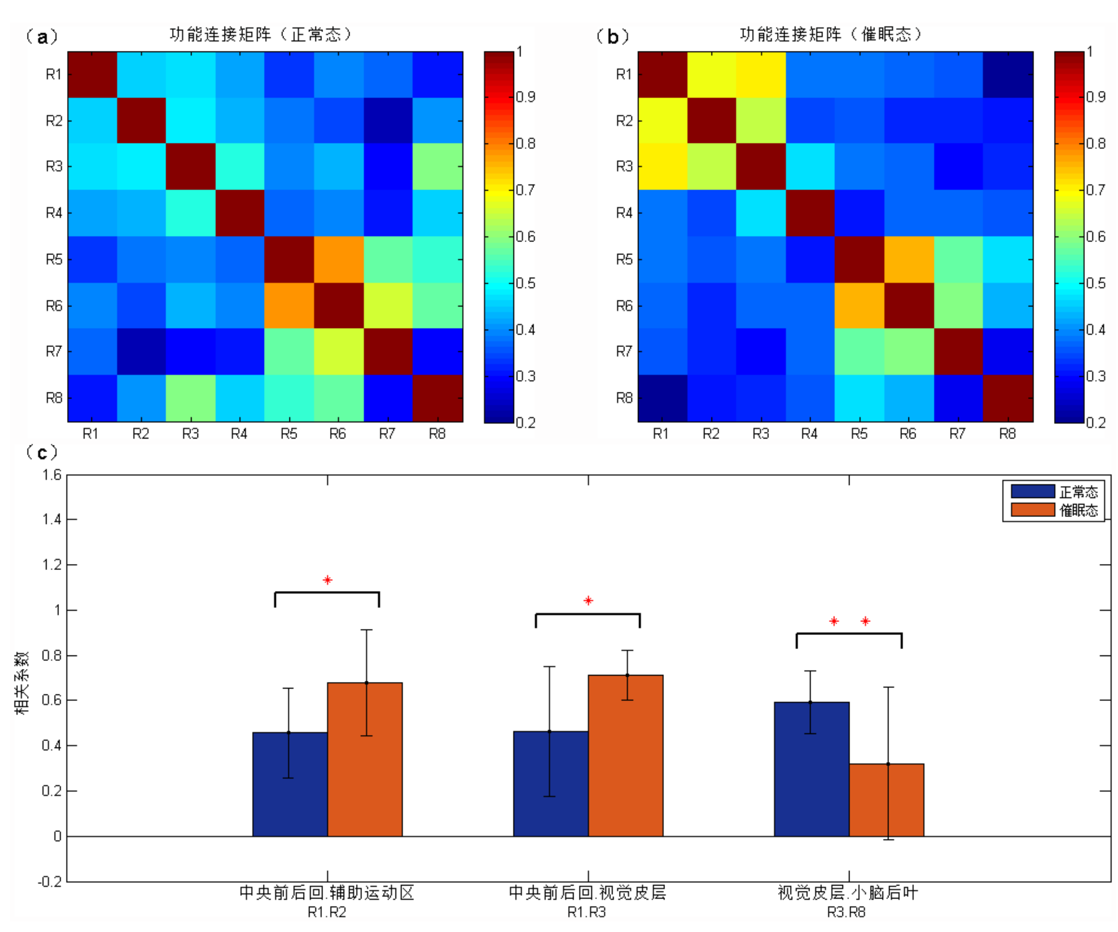


图 3 感兴趣区之间的功能连接 （a）正常态下感兴趣区之间的功能连接矩阵 （b）催眠态下感兴趣区之间的功能连接矩阵 （c）两种状态存在显著功能连接差异（*表示 $p<0.05$，**表示 $p<0.01$）的感兴趣区

Fig. 3 ROI-wise functional connectivity

4 讨论

关于催眠方面的脑科学研究有很多，Maquet 等[6]观察到催眠状态引起了枕叶皮层的脑活动激活，Cojan 等[13]通过对被试在催眠状态下进行左手麻痹的实验，发现运动皮层和楔前叶的激活，这些研究的发现与本文的结果一致。

本文的催眠状态下脑活动在枕叶（距状裂、舌回）、楔前叶、感觉运动皮层（中央前回、中央后回、辅助运动区）增强，枕叶是大脑的视觉皮层，主要处理视觉加工信息，楔前叶与想象和自我意识相关，这些脑区脑活动的增强可能是被试根据催眠师的引导和暗示在大脑中想象构建场景所引起的。Blakemore[29]让被试者在催眠中接受到运动方面的暗示而引起了顶叶皮层和小脑的激活，与之相同的是，本文的催眠控制呼吸过程中脑活动在顶叶皮层（中央前回、中央后回）活动增强；但相反的是，在小脑后叶的脑活动降低，小脑主要参与躯体平衡和肌紧张的调节，这种不一致可能是催眠引导暗示的内容不一致所引起，该研究的催眠暗示目的性强，集中在运动方面的特定暗示，而本文的催眠暗示旨在让被试处于轻松的状态，并无特定的暗示内容。Gruzelier[30]指出催眠状态下额叶皮层的脑活动降低，这与本文的研究结果一致，本文被试在催眠状态下背外侧前额皮层（DLPFC）信号的低频振幅和局部一致性降低，DLPFC 是执行控制网络重要的一部分，与高级认知行为和执行控制功能相关，催眠状态下该脑区的脑活动降低了，可能是催眠状态使得被试处于比正常状态和其他任务态更加放松的状态，这种状态是一种意识的改变。另外，Dienes 和 Hutton[31]通过对被试的左侧 DLPFC 进行经颅刺激，发现这种刺激可以提高被试的催眠感受性，可见 DPLFC 是催眠的脑机制的重要组成部分。

催眠状态下，ALFF 和 ReHo 在静息态功能网络内的相关关系增强，这与 Huang 等[32]的研究结果相反，该研究对被试处于正常态和麻醉状态进行研究，发现 BOLD 信号时间差异性和局部一致性在麻醉状态下的相关程度降低；而本研究在催眠状态是增强的，这反映了催眠态与麻醉态的差异，麻醉态是一种失去意识（弱意识）的状态，与之相比，催眠状态是一种注意力集中的状态，所以全脑范围内脑活动相关关系增强。

对于存在显著脑活动差异的脑区之间的功能连接分析中，催眠态下感觉运动皮层与视觉皮层的功能连接显著增强，这两个 ROI 均为 ALFF 和 ReHo 活动增高的脑区，主要跟视觉、感觉运动相关，但实验过程中被试没实际进行视觉、运动任务，也没接受外界有关触觉的刺激，本文猜测这与催眠师的引导暗示内容有关。为了让被试在催眠状态下处于安静放松状态以使得呼吸平稳，催眠师针对不同被试的背景和喜好会介入不同催眠暗示，这存在 个体接受内容的差异性。尽管如此，所有的催眠暗示内容都为了同一个目的，即将被试引入到一个安静放松的状态使得其呼吸平稳，从而达到控制呼吸的效果。由于缺乏催眠控制呼吸的脑活动与呼吸之间的相关性研究，没有可借鉴的研究文献，所以仍需做进一步进行研究与分析才能确定其相关机制。

本文研究结果与很多研究的结果有共同之处，却又不尽相同，所以催眠控制呼吸的脑机制探索仍需大量的实验以及领域专家共同参与来进行研究。此外，由于实验成本和难度，本文的实验样本量较少，并且被试为有催眠背景的心理咨询师，统计性不足。在接下来的研究中，应结合实际应用情况，将催眠控制呼吸应用到对肿瘤患者的研究中。本研究结合了心理学以及脑科学进行了研究，研究结果具有一定的参考意义。

5 结论

催眠作为一种无害的心理学技术手段能够有效地控制呼吸，与正常状态相比，在催眠控制呼吸状态下，大脑的神经活动（低频振幅、局部一致性）在视觉皮层、感觉运动皮层、后扣带回、颞中回上升，在 DLPFC、小脑后叶以及缘上回下降，低频振幅和局部一致性之间的相关关系在全脑大规模的静息态功能网络范围内显著增加（正常态 r ＝0.64，催眠态 r＝0.80），并且，感觉运动皮层与视觉皮层的功能连接增强。本文应用了一种新的心理学相关的呼吸控制方法，并且初步研究了其脑功能，可进一步将其应用到临床患者上，研究其神经生理上的控制机制。

参考文献

[1] Zhang TZ, Keller H, Matthew J, et al. Application of the spirometer in respiratory gated radiotherapy [J]. Medical Physics, 2004, 30(12): 3165-3171.

[2] 刘建强. 放疗用呼吸控制系统的研制. [D]. 山东: 山东大学, 2011.

[3] Kich N, Liu HH, Starkschall G, et al. Evaluation of internal lung motion for respiratory-gated radiotherapy using MEI: part I–correlating internal lung motion with skin fiducial motion [J]. International Journal of Radiation Oncologybiologyphysics, 2004, 60(5): 1459-1472.

[4] 李荣茂, 安谋, 余绍德, 等. 催眠在放疗术中的应用 [J]. 集成技术, 2014, 2(1): 77-85.

[5] Li RM, Deng J, Xie YQ. Control of respiratory motion by hypnosis intervention during radiotherapy of lung cancer I [J]. Radiotherapy & Oncology, 2013, 87(2): 574934.

[6] Maquet P, Faymonville ME, Degueldre C, et al. Functional neuroanatomy of the hypnotic state [J]. Biological Psychiatry, 1999, 45(3): 327-333.

[7] Egner T, Jamieson T, Gruzelier T. Hypnosis decouples cognitive control from conflict monitoring processes of the frontal lobe [J]. Neuroimage, 2005, 27(4): 969-978.

[8] Oakley DA, Halligan PW. Hypnotic suggestion and cognitive neuroscience [J]. Trends in Cognitive Sciences, 2009, 13(6): 264-270.

[9] Oakley DA. Halligan PW. Halligan. Hypnotic suggestion: opportunities for cognitive neuroscience [J]. Nature Reviews Neuroscience, 2013,14(8): 565-576.

[10] De Benedittis G. Neural mechanisms of hypnosis and meditation [J]. Journal of Physiology-Paris, 2015, 109(4-6): 152-164.

[11] Ray WJ. EEG concomitants of hypnotic susceptibility [J]. International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis, 1997, 45(3): 301-313.

[12] Jensen MP, Adachi T, Hakimian S. Brain Oscillations, Hypnosis, and Hypnotizability [J]. The American Journal of Clinical Hypnosis, 2015, 57(3):230-253.

[13] Cojan Y, Waber L, Schwartz S, et al. The brain under self-control: modulation of inhibitory cortical networks during hypnotic paralysis [J]. Neuron, 2009, 62(6): 862-875.

[14] Del Casale A, Ferracuti S, Rapinesi C, et al. Pain perception and hypnosis: findings from recent functional neuroimaging studies [J]. International Journal of Clinical and Experimental Hypnosis, 2015, 63(2): 144-170.

[15] Mendelsohn A, Chalamish Y, Solomonovich A, et al. Mesmerizing memories: brain substrates of episodic memory suppression in posthypnotic amnesia [J]. Neuron, 2008, 57(1): 159-170.

[16] Logothetis NK, Pauls J, Augath M, et al. Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal [J]. Nature, 2001, 412(6843): 150-157.

[17] Goldman RI, Stern JM, Engel J, et al. Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm [J]. Neuroreport, 2002, 13(18): 2487-2492.

[18] Lu H, Zou Y, Gu H, et al. Synchronized delta oscillations correlate with the resting-state functional MRI signal [J]. Proceedings of the National Academy Sciences,, 2007, 104(46): 18265-18269.

[19] Mantini D, Perrucci MG, Del Gratta C, et al. Electrophysiological signatures of resting state networks in the human brain [J]. Proceedings of the National Academy Sciences of the United States of America, 2007, 104(32): 13170-13175.

[20] Biswal B,Yetkin FZ, Haughton VM, et al. Functional connectivity in the motor cortex of resting human brain using echo–planar MRI [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 1995, 34(4): 537-541.

[21] Zang YF, He Y, Zhu CZ, et al. Altered baseline brain activity in children with ADHD revealed by resting-state functional MRI [J]. Brain & Development, 2007, 29(2): 83-91.

[22] Zang YF, Jiang TZ, Lu YL, et al. Regional homogeneity approach to fMRI data analysis [J]. Neuroimage, 2004, 22(1): 394-400.

[23] Song XW, Dong ZY, Long XY, et al. REST: a toolkit for resting-state functional magnetic resonance imaging [J]. Plos One, 2011, 6(9): e25031.

[24] Kendall MG, Gibbons JD. Rank Correlation Methods (5th edition) [M]. London: Oxford University Press, 1990.

[25] Cox RW. AFNI: software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages [J]. Computer & Biomedical Research, 1996, 29(3): 162-173.

[26] Cui X, Li J, Song X. xjView toolbox [EB/OL]. [2015-11-15]. http://www.alivelearn.net/xjview.

[27] He BJ, Zempel JM, Snyder AZ, et al. The temporal structures and functional significance of scale-free brain activity [J]. Neuron, 2010, 66(3): 353-369.

[28] Friston KJ, Holmes AP, Worsley KJ, et al. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach [J]. Human Brain Mapping, 1995, 2(4): 189-210.

[29] Blakemore SJ. Deluding the motor system [J]. Consciousness & Cognition, 2003, 12(4): 647-655.

[30] Gruzelier JH. Frontal functions, connectivity and neural efficiency underpinning hypnosis and hypnotic susceptibility [J]. Contemporary Hypnosis, 2006, 23(1): 15-32.

[31] Dienes Z, Hutton S. Understanding hypnosis metacognitively: rTMS applied to left DLPFC increases hypnotic suggestibility [J]. Cortex,2013, 49(2): 386-392.

[32] Huang Z, Zhang J, Wu J, et al. Decoupled temporal variability and signal synchronization of spontaneous brain activity in loss of consciousness: an fMRI study in anesthesia [J]. Neuroimage, 2016, 124(Pt A): 693-703.